

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 11-009708

(43)Date of publication of application : 19.01.1999

(51)Int.Cl.

A61N 5/10

A61B 6/00

(21)Application number : 09-183200

(71)Applicant : HITACHI MEDICAL CORP

(22)Date of filing : 25.06.1997

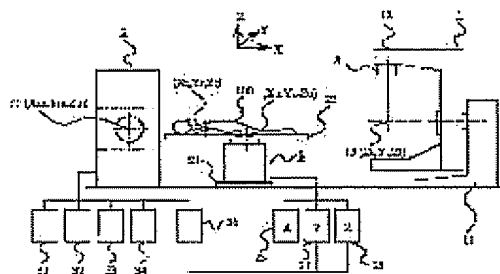
(72)Inventor : IHARA KOICHI

(54) RADIOTHERAPY DEVICE

(57)Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To easily, accurately and quickly position the part of the body of a patient to be treated with radiation at the isocenter of a radiotherapy device and to prevent the patient from being exposed to radiation as the result of positioning.

SOLUTION: The gantry 1 of a radiotherapy device and the gantry 3 of an MRI device are opposed to each other with a bed 2 between them. Positioning of a patient 100 prior to treatment starts with the photographing of the diseased part of the patient 100. After an MR image is taken, a characteristic organ part whose position does not change is searched near the diseased part within the image, and a plurality of points called control points are set there. Next, the center point of the diseased part is designated. The coordinates of the control points within the image and of the center point of the diseased part are calculated as values on an actual space with respect to the coordinates of the reference position of the bed 22. Movement of the bed 22 is controlled according to the calculated values to automatically move the center position of the diseased part to the isocenter of the gantry 1 to the radiotherapy device.



LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

[Number of appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's

decision of rejection]

[Date of extinction of right]

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平11-9708

(43) 公開日 平成11年(1999) 1月19日

(51) Int.Cl.⁴

識別記号

F I

A 6 1 N 5/10

A 6 1 N 5/10

J

T

A 6 1 B 6/00

3 7 0

A 6 1 B 6/00

3 7 0

審査請求 未請求 請求項の数 7 F D (全 10 頁)

(21) 出願番号

特願平9-183200

(22) 出願日

平成 9 年 (1997) 6 月 25 日

(71) 出願人 000153498

株式会社日立メディコ

東京都千代田区内神田 1 丁目 1 番 14 号

(72) 発明者 井原 廣一

東京都千代田区内神田一丁目 1 番 14 号 株

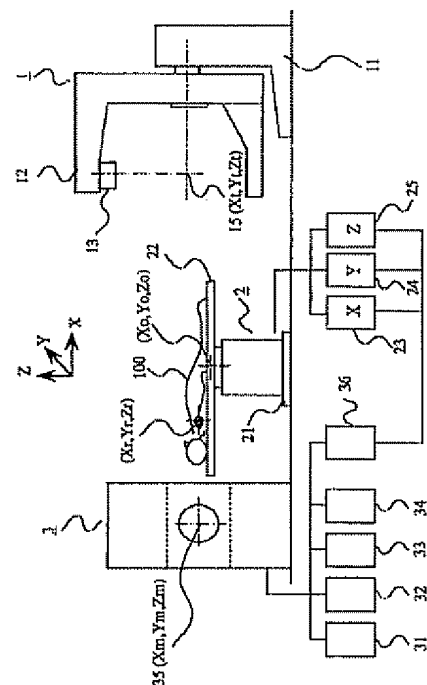
式会社日立メディコ内

(54) 【発明の名称】 放射線治療システム

(57) 【要約】

【課題】 患者の放射線治療部位を放射線治療装置のアイソセンタへ容易に、正確に、かつ迅速に位置決めすることができるようにするとともに、位置決めのために患者が放射線被曝を受けないようにする。

【解決手段】 寝台 2 を間に挟んで、放射線治療装置のガントリー 1 と MRI 装置のガントリー 3 を対向して配置する。患者 100 の治療に先立つ位置決めは、先ず患者 100 の患部の撮影から始める。MR 画像を撮影したら、画像内の患部近傍に位置が変わらない特徴的臓器組織を探し、そこに複数のコントロールポイントと呼ぶ点を設定する。次いで、患部の中心点を指定する。これらの画像内のコントロールポイントと患部の中心点の座標をベッド 22 の基準位置座標に対する実空間上の値として求める。そして、求められた値に基づいてベッド 22 を移動制御して、患部の中心位置を放射線治療装置のガントリー 1 のアイソセンタへ自動的に移動する。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 患者の放射線治療部位へ放射線を照射する放射線治療装置と、前記患者の前記放射線治療部位の中心を特定する医用画像診断装置と、前記放射線治療装置のアイソセンタと前記医用画像診断装置の画像取得中心位置とに所定の位置関係を持って設置され前記患者を乗せその治療部位を前記医用画像診断装置の画像取得中心位置と前記放射線治療装置のアイソセンタとの間で移動するベッドを有した寝台と、前記画像診断装置の画像により特定された治療部位の中心を前記放射線治療装置のアイソセンタへ自動的に位置合わせする寝台移動制御手段とを備えたことを特徴とする放射線治療システム。

【請求項 2】 前記医用画像診断装置が磁気共鳴イメージング装置であることを特徴とする請求項 1 に記載の放射線治療システム。

【請求項 3】 前記磁気共鳴イメージング装置は静磁場の不均一又は傾斜磁場の非直線性により生ずる MR 画像の歪を計測し、その計測値を用いて歪みが補正された MR 画像を生成する手段を含んでいることを特徴とする請求項 2 に記載の放射線治療システム。

【請求項 4】 患者の放射線治療部位へ放射線を照射する放射線治療装置と、前記患者の放射線治療部位及びその近傍を 2 次元画像又は 3 次元画像として取得する X 線 CT 装置と、前記患者の放射線治療部位及びその近傍を 2 次元像又は 3 次元像として撮像する磁気共鳴イメージング装置と、前記放射線治療装置のアイソセンタと前記磁気共鳴イメージング装置の画像取得中心位置とに所定の位置関係を持って設置され前記患者を乗せその治療部位を前記磁気共鳴イメージング装置の画像取得中心位置と前記放射線治療装置のアイソセンタとの間で移動するベッドを有した寝台と、前記 X 線 CT 装置の画像と前記磁気共鳴イメージング装置の画像とから患部近傍の特徴的部位を特定し記憶する手段と、前記特徴的部位と患部の中心位置との関係を特定する手段と、前記患部の中心位置を前記放射線治療装置のアイソセンタへ自動的に位置合わせする寝台移動制御手段とを備えたことを特徴とする放射線治療システム。

【請求項 5】 前記 X 線 CT 装置又は磁気共鳴イメージング装置により取得した患者の放射線治療部位及びその近傍の画像中に前記特徴的部位を含むように原画像より小さい画像領域を設定するとともに、その設定された小画像を読み出し可能に記憶する手段を備えたことを特徴とする請求項 4 に記載の放射線治療システム。

【請求項 6】 前記磁気共鳴イメージングの画像上の患部近傍の特徴的部位の抽出は、特徴的部位が指定された前回の治療時に撮影した画像とのパターンマッチングにより行うことを特徴とする請求項 4 に記載の放射線治療システム。

【請求項 7】 前記患部近傍の特徴的部位と患部の中心位置とが対応付けて座標として記憶されることを特徴と

する請求項 4 に記載の放射線治療システム。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、放射線治療システムにおいて患者の治療部位を放射線治療装置のガントリーのアイソセンタへ位置決めする技術に関するものである。

【0002】

【従来の技術】人体にできた癌や悪性腫瘍の治療法の一つに放射線治療がある。放射線治療は、高エネルギーの X 線や電子線を人体内の癌や悪性腫瘍に集中的に照射して、癌や悪性腫瘍の組織細胞を破壊して治療するものである。放射線治療装置には電子を加速して X 線ターゲットに衝突させて発生した X 線を前記腫瘍に照射するもの、また、放射性同位元素から放射される γ 線を利用するもの等がある。加速電子を用いるものにも直線状加速器（リニアアクセラレータ）を用いるもの、円形軌道をもつ電子線加速器（サイクロトロン、マイクロトロン等）を用いるものがある。

【0003】このような放射線治療装置は、いずれの装置においても装置単体で用いられるものではなく、位置決め装置や治療計画装置との組み合わせからなるシステムとして用いられている。放射線治療は癌や悪性腫瘍の患部のみに放射線を集中的に照射するために、放射線治療装置のアイソセンタへ患部を正確に位置合わせすることが重要である。

【0004】この位置決め用の装置としては、従来より X 線位置決め装置（X 線シミュレータ）や X 線横断層撮影装置が用いられてきたが、近年これらの装置に替えて 2 次元像及び 3 次元像が容易に得られる X 線 CT 装置をシミュレータとして用いることが考案されている。X 線 CT 装置をシミュレータとして用いる技術は、例えば、特開平 5-309091 号公報に開示されているものがある。

【0005】また、放射線治療は前述のように、癌や悪性腫瘍の患部に正確に放射線を照射することが重要であるが、放射線治療は 1 回の照射治療で終了するものではなく、必要とされる総照射線量を複数回に分けて所定間隔を置いて行われる。この放射線治療が複数回に分けて所定期日おきに行われるということは、1 回の照射治療が終わると、患者は治療装置の寝台から降りて、病室又は自宅に戻ることとなり、次の照射治療を行うときには、再び患者の治療部位を放射線治療装置のアイソセンタへ位置合わせすることが必要となる。

【0006】治療部位の位置合わせは、例えば CT シミュレータを用いる場合を例にとって説明すると、先ず、画像診断と病理検査により癌又は悪性腫瘍があると診断された患者の患部を CT シミュレータで特定する。この CT シミュレータは少なくとも隣間無く連続した複数の断層像で患部をその近傍の組織を含めて撮像することが

できるものが用いられる。患部を撮像した後、画像上で患部の中心点を特定する。患部の中心点を特定した後、CT装置のガントリーの外部に複数方向から患者へレーザービームを照射することができるように設けられた投光器の位置へ患部を移動し、投光器よりレーザービームを患者へ向けて照射する。そして、複数方向からのレーザービームが前記患部中心へ合致したところで、患者の体表面にそのレーザービームをマーキングし、患部中心指示標識とする。患部中心指示標識は直交する3軸方向に与えられる。

【0007】放射線治療装置にも前記投光器と同様な機能を有した複数の投光器であって、かつそれらの投光器はそれぞれ放射線治療装置のアイソセンタでレーザービーム同志が交差する投光器が設けられており、患者の前記患部中心標識をそれらのレーザービームに合わせることで、治療部位のアイソセンタへの位置合わせが行われる。

【0008】

【発明が解決しようとする課題】放射線治療は、前にも述べたように治療部位と癌や腫瘍の大きさ等により総照射線量を含む治療計画を治療計画装置で作成し、前記総照射線量を複数に分割し何回かに分けて照射する。そして、治療過程では治療効果の確認が必要不可欠なものとなる。治療効果の確認には、現状X線撮影装置やX線CT装置が用いられているが、患者に与える放射線被曝の悪影響への配慮から、毎回の治療に際してはX線撮影やX線CT撮影が実施されていない場合も少なからずある。

【0009】また、前記の如きマーキングを患者の体表面に施してそのマーキングを放射線治療装置のアイソセンタを示すレーザービーム位置に合わせる位置合わせ法では、最初の治療時には正確な治療位置合わせが可能であったにしても、2回目以降の治療時には正確さに欠けるという問題を包含している。その理由は、闘病生活により患者の体重減少等に伴ってマーキング位置が変化することや、操作者の手作業による誤差が入り込むこと等が挙げられる。

【0010】本発明は上記問題に鑑み、放射線治療の位置決めが正確に迅速に行えるとともに、操作者が治療行為に注力できる放射線治療システムを提供することを第1の目的として成されたものである。本発明の第2の目的は、治療過程において複数回行われる治療時の位置決め及び治療効果の確認のための画像取得時の患者への放射線被曝の少ない放射線治療システムを提供することにある。

【0011】そして本発明の第3の目的は、2回目以降の治療時の位置決めを正確に、かつ容易に行うことができる放射線治療システムを提供することにある。さらに本発明のその他の目的は、治療計画のやり直しが容易に行える放射線治療システムを提供することにある。

【0012】

【課題を解決するための手段】本発明は上記課題を解決するために、患者の放射線治療部位へ放射線を照射する放射線治療装置と、前記患者の前記放射線治療部位の中心を特定する医用画像診断装置と、前記放射線治療装置のアイソセンタと前記位置要画像診断装置の画像取得位置中心とに所定の位置関係を持って設置され前記患者を乗せその治療部位を前記医用画像診断装置の画像取得位置中心と前記放射線治療装置のアイソセンタとの間で移動するベッドを有した寝台と、前記画像診断装置の画像により特定された治療部位の中心を前記放射線治療装置のアイソセンタへ自動的に位置合わせする寝台移動制御手段とを備えて放射線治療システムを構成した。(請求項1)

【0013】そして、前記医用画像診断装置として、磁気共鳴現象を用いて生体内の組織構成を画像化することができる磁気共鳴イメージング装置を用いたものである。(請求項2)

【0014】前記磁気共鳴イメージング装置は静磁場の不均一又は傾斜磁場の非直線性により取得したMR画像が位置歪みを有するため、生ずるMR画像の歪を予め計測し、その計測値を用いて歪みが補正されたMR画像を生成する手段を持たせたものである。(請求項3)

【0015】更に本発明は上記課題を解決するために、患者の放射線治療部位へ放射線を照射する放射線治療装置と、前記患者の放射線治療部位及びその近傍を2次元画像又は3次元画像として取得するX線CT装置と、前記患者の放射線治療部位及びその近傍を2次元像又は3次元像として撮像する磁気共鳴イメージング装置と、前記放射線治療装置のアイソセンタと前記磁気共鳴イメージング装置の画像取得中心位置とに所定の位置関係を持って設置され前記患者を乗せその治療部位を前記磁気共鳴イメージング装置の画像取得中心位置と前記放射線治療装置のアイソセンタとの間で移動するベッドを有した寝台と、前記X線CT装置の画像と前記磁気共鳴イメージング装置の画像とから患部近傍の特徴的部位を特定し記憶する手段と、前記特徴的部位と患部の中心位置との関係を特定する手段と、前記患部の中心位置を前記放射線治療装置のアイソセンタへ自動的に位置合わせする寝台移動制御手段とを備えて放射線治療システムを構成した。(請求項4)

【0016】そして、前記X線CT装置又は磁気共鳴イメージング装置により取得した患者の放射線治療部位及びその近傍の画像中に前記特徴的部位を含むように原画像より小さい画像領域を設定するとともに、その設定された小画像を読み出し可能に記憶する手段を備えたものである。(請求項5)

【0017】前記磁気共鳴イメージングの画像上の患部近傍の特徴的部位の抽出は、特徴的部位が指定された前回の治療時に撮影した画像とのパターンマッチングによ

り行うこととしたものである。(請求項6)さらに、前記患部近傍の特徴的部位と患部の中心位置とが対応付けて座標として記憶されることとしたものである。(請求項7)

【0018】

【発明の実施の形態】以下、本発明の実施の形態を図面を用いて説明する。図1は本発明の一実施形態の放射線治療システムの構成を示す外観図である。図1において、1は放射線治療装置のガントリーで、このガントリー1は装置を床面に固定設置されていて、図示を省略された回転支持機構により回転アームを旋回可能に支持するベース部11と、加速電子のガイド部を内蔵した前記回転アーム12と、回転アーム12の先端に取り付けられた照射ヘッド13とを有している。照射ヘッド13の内部には加速器にて高エネルギーに加速された電子の衝突により放射線、例えばX線を放出するターゲット(図示省略)が組み込まれているとともに、この放出された放射線を患者の治療部位のみへ照射領域を限定して照射させるコリメータ(図示省略)が設けられている。

【0019】2は寝台で、ベース部21と患者100を寝載するベッド22を備え、このベッド22はその長手方向(以下、X方向と記す)、長手方向に直交する方向(以下、Y方向と記す)及び上下方向(以下、Z方向と記す)の3方向へ移動可能にベース部21に設けられている。これらのベッド22を各方向へ移動操作する操作器がベッド22の近傍に設けられている。そして、ベッド22のX方向、Y方向及びZ方向への各移動に対し基準位置が決められている。これらの各方向への移動の基準位置は、例えば、ベッド22が長手方向及び長手方向に直交する方向へそれぞれ±0mmの移動位置とした場合のベッド22の特定位置、例えば図1に示す位置(Xo, Yo, Zo)を選定することができる。

【0020】3は磁気共鳴イメージング装置(以下、MRI装置という)のガントリーである。本発明においては、このMRI装置は前記寝台2のベッド22をMRI装置のガントリー開口内でY方向にも移動可能とするために、円筒状磁石を静磁場発生源としたものではなく、ガントリー開口が横長タイプのもの又は計測空間が露出したタイプのものが用いられる。また、MRI装置には撮像のためのパルスシーケンスとして、2次元画像取得用のパルスシーケンスに加え、3次元画像取得用のパルスシーケンスを組み込んだものとする。

【0021】一般的なMRI装置は、図1では図示を省略したが、ガントリー3の内部の計測空間に所定の強度で、かつ均一な静磁場を発生する静磁場発生装置と、被検体へ高周波磁場を照射する送信用コイルと、前記均一な静磁場に傾斜を与える傾斜磁場コイルと、磁気共鳴現象により被検体内から発生される磁気共鳴信号(以下、NMR信号という)を検出する受信コイルとがガントリー3内に収容されており、それらにある所定のプログラ

ムに従って駆動制御する制御装置31と、前記傾斜磁場コイルに電源を供給する傾斜磁場電源32と、前記受信コイルによって検出したNMR信号を画像化する画像処理装置33と、画像を表示するディスプレイ装置34を更に備えている。これらは既にいろいろな文献にて知られているので、詳細な説明はここでは省略する。

【0022】以上の放射線治療装置のガントリー1と、寝台2と、MRI装置のガントリー3は寝台2を間に挟んで所定の正確な距離をおいて配置される。より詳しくは、放射線治療装置のガントリー1のアイソセンタ15とMRI装置のガントリー3の計測空間中心35との間の距離が所定の正確な距離に設定されている。換言すれば、その間に位置する寝台2の移動ベッド22上の特定の基準位置と放射線治療装置のガントリー1のアイソセンタ15との間の距離と、前記ベッド21上の特定の基準位置とMRI装置のガントリー3の計測空間中心35との間の距離とを加算したものが一定値となるようにされている。

【0023】次に、以上の構成からなる放射線治療システムによる放射線治療の手順を説明する。まず、MRI装置で患者の治療部位を撮影し、治療部位の中心の位置を決める。このために患者をベッド22に寝かせ、ベッド22を基準位置に合わせる。このベッド21の基準位置は一例として、ベッド22のX方向と、Y方向との各方向への移動が±0mmで、かつベッド22のZ方向がMRI装置の撮影基準高さの位置におけるベッド22上のある特定点を基準点とする。この基準点の座標を実空間上で、X、Y、Z座標の(Xo, Yo, Zo)と仮定する。以上の説明では、患者をベッド22に寝かせてから基準位置を合わせるように説明したが、ベッド22の移動が常時検出されている寝台であるならば、その必要は無い。

【0024】そして次に、画像診断により患部と診断された部位をMRI装置のガントリー3の開口方向へ移動し、開口部入り口に設けられた投光器のレーザビームに患部の中心と推定される位置を合わせ撮影の位置決めをする。その後患部をガントリー3の開口内部の計測空間中心方向へ移動する。

【0025】患者の患部がMRI装置の計測空間中心35[実空間座標が(Xm, Ym, Zm)]に設定されたところで、MRI装置の撮影を行う。撮影には、3次元撮像用のパルスシーケンスを用い、撮影視野(FOV: Field of View)を患者の患部が十分に包含される大きさに設定して撮影を行う。撮影された画像から治療対象とする患部の中心とその周辺領域の大きさを抽出する。そのために、撮影画像をディスプレイ装置34へ表示する。

【0026】3次元撮像用のパルスシーケンスで計測された計測データから撮影領域が複数のスライス像として得られる。撮影画像の表示法には、それらのスライス像

7

を積層投影した3次元像として表示する方法と、複数のスライス像を順番に表示して行く方法とがある。ディスプレイ装置35へ表示した画像を参照して、医師は治療対象とする患部の中心とその周辺領域の大きさを特定する。患部の中心位置は画像上での x 、 y 、 z の3次元座標として求められる。そして画像上で求めた患部の中心位置(x_i 、 y_i 、 z_i)を実空間上の(X_r 、 Y_r 、 Z_r)座標に変換する。この変換は撮影画像において計測空間中心が決まっていること、及び前記FOVの大きさは実空間で設定されることから、得られた画像上で患部の中心が X 、 Y 、 Z 方向について、計測空間中心に対して幾つ画素数がずれているかを装置に組み込んだソフトウェアでカウントすることで容易に行うことができる。例えば、10cmのFOVを256画素で撮像した場合は1画素が実空間の距離0.39mmに相当し、したがって画素数にこの0.39mmを掛け算することで変換ができる。また、治療領域の大きさも同様に実空間上での大きさに変換することができる。

【0027】次に、MRI装置で特定された患部の実空間での中心位置を放射線治療装置のアイソセンタへ移動する方法を説明する。放射線治療装置のガントリー1のアイソセンタ15の実空間上の座標は、(X_t 、 Y_t 、 Z_t)と表わせる。この移動は、ベッド21上の(X_r 、 Y_r 、 Z_r)で示される患部中心を(X_t 、 Y_t 、 Z_t)で表わされるガントリー1のアイソセンタへ移動することである。このための操作器をベッド22の近傍に設け、また、前記画像上の患部中心の座標を入力し、それを実空間上の座標に変換するとともに、ベッド22上の(X_r 、 Y_r 、 Z_r)点をガントリー1のアイソセンタ(X_t 、 Y_t 、 Z_t)へ移動する量を演算する演算回路を含む制御ユニット36を設ける。

【0028】この制御ユニット36は、ベッド22の基準点の座標(X_o 、 Y_o 、 Z_o)と患部中心位置(X_r 、 Y_r 、 Z_r)との間及び座標(X_o 、 Y_o 、 Z_o)とガントリー1のアイソセンタ(X_t 、 Y_t 、 Z_t)との間で患部中心をアイソセンタへ移動するためにベッド22を移動する経路を設定し、ベッド22のX方向駆動機構23、Y方向駆動機構24、Z方向駆動機構25を駆動制御する。制御ユニット36での上記演算は前記操作器が操作されると実行されるようにするか、または画像上で患部中心が指定されると即座に実行しても良い。いずれにしても、操作器が操作されると、ベッド22は患部中心をガントリー1のアイソセンタ15へ一致させるべく移動制御される。なお、本実施の形態を示す図1では、放射線治療装置1と寝台2とMRI装置3とが一直線上に配置されている例を示したが、患者の治療部位によっては放射線治療装置のガントリー1の放射線照射口のあるアーム12の長さが不足することがあり得る。このようなケースを想定して、ベッド22を90°あるいは180°回転できるように寝台2へ回転機構

8

をもうけるとか、寝台2全体を回転テーブルに載せて設置することを考慮しても良い。ベッド22の回転機構を設け、それを作動させるようなケースでは、当然上記制御ユニット36での演算にそれを考慮に入れることは言うまでもない。

【0029】ベッド22を移動制御して患者の治療部位中心が放射線治療装置のガントリー1のアイソセンタ15へ一致させた後、放射線治療が実行される。そして、2回目の治療時には以上の手順を繰り返して行う。以上述べた本発明の第1の実施の形態によれば、患部の位置決めはMRI装置の画像を下に行えるので、従来のX線シミュレータ、X線回転横断断層装置、X線CT装置を用いるものに比べ、位置決め時に患者へX線被曝を与えることがなくなる。

【0030】次に、本発明の第2の実施の形態を説明する。この実施例においても放射線治療装置と寝台とMRI装置は図1に示す第1の実施の形態と同様に配置される。

【0031】この実施の形態が前記第1の実施の形態と異なるところは、治療部位の特定及び治療部位の中心を求めるためにMR画像を用いる第1の実施の形態へMR画像の歪補正を加えたことにある。MRI装置は静磁場及びそれに重畳させる傾斜磁場に不均一または非直線性が存在すると画像が歪むことが知られている。また、計測空間に患者が挿入されると、患者の体内組織の透磁率分布の不均一によっても撮像された画像が歪むことが知られている。したがって、第1の実施の形態では、MRI装置において静磁場の不均一あるいは傾斜磁場の非直線性が存在すると、画像上から指定した治療部位及び治療部位の中心が患者の体内の位置と異なることがありうる。

【0032】そこでこの実施の形態では、治療部位の特定及び治療部位の中心の特定に用いるMR画像の歪み補正をするようにしたものである。MR画像の歪み補正手法を以下に述べる。

【0033】MRI装置の計測空間という限られた3次元実空間上の座標の各点が撮像された画像上で互いの位置関係がずれることが画像の歪みであるから、計測空間へ核磁気共鳴を呈する物質を規則正しく配置して撮像し、その撮像データの画素と実空間上の物質の位置関係を正しく把握することでMR画像の歪みが把握できるので、歪み補正は撮像データを実空間上でのそれに対応した位置へ移動することで行える。

【0034】MR画像の歪み補正データを取得するために、本実施の形態では3次元の格子状ファントムを用いる。このファントムは、厚みが1mm程度のアクリルで一辺が10mm程度の立方体空間を正確な寸法で多数規則正しく集積した形状を作成し、前記空間に磁気共鳴現象を起す媒体、例えば塩化ニッケルや硫酸銅の水溶液を封入したもので良い。

【0035】このファントムをベッド22へ位置が変わらないように搭載し、MRI装置の計測空間の中心へ移動し、このファントム全体がMRI装置のFOVに包含されるようにFOVを設定して、このファントムを3次元撮像用パルスシーケンスを起動して撮影する。撮影されたファントムの3次元画像を実際のファントムの寸法とを比較し、3次元画像上の各画素の本来あるべき画像上の位置を求める。この求められたデータが歪み補正用のデータである。この得られた歪み補正用データはMRI装置の画像処理部33又は放射線治療システムの制御部又は治療計画装置に記憶しておく。

【0036】そして、本実施の形態では第1の実施の形態において撮像した患部のMR画像を前記歪み補正データを用いて補正してディスプレイ装置へ表示する。そして、歪みが補正された画像上で患部の形状と患部の中心とを特定し、この特定された位置を実空間上の座標に変換して上記第1の実施の形態におけるベッドの移動データとして用いる。本実施の形態によれば、静磁場の均一性及び／又は傾斜磁場の直線性が少し良くないMRI装置でも、放射線治療装置のシミュレータとして十分な機能を果たすことができる。なお上記第2の実施の形態中では、患者の体内組織の透磁率分布の不均一による画像歪みの補正については説明を省いたが、これについては、静磁場発生装置にシミング機構を設けることで対応が可能である。さらに、患部の形状と患部の中心位置を歪み補正されたMR画像内で特定するようにしたが、歪みを有したMR画像上で特定して、その特定された形状及び位置を前記記憶しておいた歪み補正データを用いて修正しても、実用的には正確さが大きく劣ることはないと考えられる。

【0037】次に、本発明の第3の実施の形態を図2により説明する。放射線治療システムには患者の放射線感受性を知る装置が必要となる。上記第1及び第2の実施の形態ではシミュレータとしてMRI装置のみを用いたので、治療に必要な患者に照射される放射線量は、病院に蓄積された過去のデータや医師の経験上のデータに基づいて推定により設定することとなる。これでは過不足のない治療に真に必要な放射線量を患部へ照射しているかという点で信頼性に欠ける。以下説明する実施例は、患者の放射線感受性を知るとともに後述の目的で、X線CT装置を上記第1又は第2の実施の形態に組み合わせたものである。

【0038】図2はこの第3の実施の形態における放射線治療システムの一配置例であり、放射線治療装置のガントリー1と寝台2とMRI装置のガントリー3は図1の例と同様に配置され、放射線治療装置のガントリー1のアイソセンター15と寝台2の基準位置とMRI装置のガントリー3の静磁場中心35とが1mm以下の精度で計測して配置されるのが望ましい。X線CT装置のガントリー4はその開口の中心線が放射線治療装置のガン

トリー1とMRI装置のガントリー3との対向線へ交差するように設置されている。これは、寝台をX線CT装置4用としてさらに1個を別に設けることをやめ、寝台2をシステム全体で1台で済ませるためである。但し、MRI装置のガントリー3とX線CT装置のガントリー4とを近付けすぎると、MRI装置の磁場へ影響が出てくるので、そのような場合には線CT装置のガントリー4とそれ用の寝台とを別室に配置することを考慮すると良い。

【0039】次に、本実施例における位置決めの方法を図2のフローチャートを参照しながら説明する。先ず初めに、MRI装置の画像歪み補正用データを取得するためにファントムの中心がMRI装置の静磁場中心と一致するように配置して、3次元イメージング用パルスシーケンスを用いてファントム全体を撮影する。(ステップ101)

【0040】次に、得られた3次元のファントム像とファントムそのものとを比較し、MR画像の歪みを解析する。この解析では、歪み補正データを求めると同時に、MR画像とファントム実物との大きさの比率を求めることとする。そして、歪み補正データが求められたら、そのデータを用いてファントム像を補正して補正データが正しいことを確認しておくことと良い。なお、MR画像とファントム実物との大きさの比率をファントム実物の格子間寸法と画像上の格子間寸法との比率から求めておく。これは、後述のMR画像とX線CT画像の比較を行う際の画像の拡大縮小比率の値とするためである。(ステップ102)

【0041】次に、患者の治療部位の近傍にランドマークを設定する。このランドマークはMRI装置で撮影した画像とX線CT装置で撮影した画像の双方に写込むことが可能で、MR画像とX線CT画像とを比較対照する際の目標物となるものである。ランドマークは患者の体内の患部近傍の特徴的臓器であって、患者の鼓動又は呼吸動によっても移動しないものを選択する(体内ランドマーク法)ことが望ましく、また体内の患部近傍に適当な前記特徴的臓器が存在しない場合には、患者の患部近傍の体表面の移動量の少ない場所に、X線CT装置とMRI装置との双方で撮影できる材料で形成したマークを貼付ける方法(体外ランドマーク法)を採用しても良い。体外ランドマーク法を採用する場合には、画像診断情報に基づき患部近傍の体表面の移動量の少ない場所に複数個のマークを貼付けた後に、以下の位置決めのための手順に進む。(ステップ103)

【0042】先ず、X線CT撮影を行う。この撮影は3次元撮像手法、例えばX線CT分野において螺旋スキャンと称されている撮像手法を用いて、かつ前記ランドマークが撮影領域内に含まれるように行う。X線CT撮影をMR撮影に先行して行うのは、X線CT装置は放射線治療装置との位置関係が直接影響し合わないからであ

る。X線CT装置で得られた計測データは画像再構成され、必要に応じて2次元画像又は3次元画像として表示できるようにしておく。そして、CT画像を表示装置へ表示して、患者の患部近傍に特徴的臓器の特徴点を複数個見つけ出し、これらの特徴点を画像内でマーキングしておくとともに、これらの特徴点を含む限定した領域の画像を抽出し、読み出し可能なように保管しておく。

(図4参照) ここで抽出される画像サイズは32画素×32画素×32画素のボクセル画像程度あれば充分で、これらのボクセル画像データをCTチップファイルと名付けるものとする。なお、抽出された画像内の前記患部近傍の特徴点を、ここではCTコントロールポイントと名付けるものとする。これらのCTチップファイルとCTコントロールポイントは2回目以後の放射線治療時の位置決めデータとして用いるためにも保管が必要となる。なお、CTコントロールポイントの数は、望ましくは3点以上あると良い。(ステップ104)

【0043】次に、MR撮影を行う。このMR撮影も3次元撮像手法を用いて、かつ前記CT撮影時のランドマークが撮影領域に含まれるように行う。そして、このMR撮影では寝台2のベッド22の移動制御は寝台の基準位置に対して1mm以上の精度で位置制御される。すなわち、患者の患部を撮影するために患部を静磁場の中心へ移動する際に、ベッド22の移動が基準位置からどれだけ移動したのかが正確に把握できるようにする。

【0044】MRI装置で計測したデータを下に2次元画像再構成手法又は3次元画像再構成手法を用いてMR画像を得る。得られたMR画像は前述のごとく歪みを有しているので、先にファントムを用いて計測して取得した歪み補正データを用いてMR画像の歪み補正を行う。これによって、MR画像中のランドマークの位置歪みが臓器画像の歪みとともに補正される。(ステップ105)

【0045】次に、CT画像と歪み補正がなされたMR画像を同一拡大率にして重ね合わせをする。このとき両画像の重ね合わせの基準位置が両画像に写し込まれているランドマークである。そしてCT画像内にマーキングされたCTコントロールポイントをMR画像内に写し、これをMRコントロールポイントとしてマーキングを施す。そして、これらのMRコントロールポイントの画像上及び実空間上の各座標を演算により求め、それらの値を記憶しておく。次に、これらの複数のMRコントロールポイントを含む限定した領域の画像を抽出する。(図4参照) ここで抽出される画像サイズはCTチップファイルと同じく32画素×32画素×32画素のボクセル画像程度あれば充分で、これらのボクセル画像データをMRチップファイルとして読み出し可能なように保管する。ここでは、このチップ画像をCPチップ画像と名付ける。このCPチップ画像は2回目以降の治療時の位置決め用いるが、それについては後に説明する。(ステ

ップ106)

【0046】次に、MR画像上にて治療部位を決定するとともに、この治療部位の画像上での中心座標(x_i, y_i, z_i)を図4に示す如く決定する。そして画像上で求めた治療部位の中心座標(x_i, y_i, z_i)を実空間上の座標(X_r, Y_r, Z_r)へ変換する。この変換は先に説明した第1の実施の形態と同様に行えるのでここでは詳細な説明は省略する。これらの各座標は患者の氏名、年齢、治療部位、治療年月日等のIDデータとともに放射線治療計画システム等に読み出し可能に保管しておくとともに、前記MRコントロールポイントに対する治療部位の中心座標を画像上で、また実空間上で演算し記憶しておく。(ステップ107)

【0047】実空間上における治療部位の中心座標がもとめられたところで、寝台2を駆動制御して放射線治療装置のガントリー1のアイソセンター(X_t, Y_t, Z_t)へその中心座標を自動的に移動する。(ステップ108)

【0048】放射線治療装置のガントリー1のアイソセンターへ移動された治療部位に対し放射線治療が行われる。この例では、既に開発されている放射線治療計画システムにより、画像歪みのないX線CT画像により、放射線照射領域の設定、放射線照射量、照射回数等が決定される。(ステップ109)放射線治療は複数回行われる。したがって、第1回目の位置合わせが正確に行われるだけでなく、第2回目以降の位置合わせも正確に、かつ素早く行えることが要求される。この要求に応える本発明の第2回目以降の位置合わせの実施例を以下説明する。

【0049】先ず、患者を寝台2へ横たわせ寝台2の天板を移動し、治療部位の中心と推測する位置をMRI装置の投光器へ位置合わせする。この後、寝台2のベッド22をMRI装置のガントリーの計測中心方向へ移動し、前記治療部位の中心と推測される位置をMRI装置の静磁場中心35へ位置させ、MRI装置を操作して治療部位全体が包含される撮像視野を設定してMR撮像を実行する。ここでの撮像は第1回目の治療時に用いたコントロールポイントの抽出を目的としたものである。

(ステップ201)

【0050】コントロールポイントの抽出は、第1回目の治療時に撮像し、保管しておいたCPチップ画像との一致処理により今回の位置決めのためのコントロールポイントを自動抽出する。したがって、第1回目の治療時のCPチップ画像が3次元画像であれば、この第2回目のMR撮像も第1回目と同一の撮像シーケンスにより実行する。

【0051】MR撮像が終了したら、第1回目の治療時に取得したCPチップ画像を読み出し、今回撮像したMR画像とパターンマッチング処理を行い、今回のMR画像中のコントロールポイントを抽出する。抽出方法とし

ては、例えば、今回撮像したMR画像を表示器へ固定表示しておいて、読み出した第1回目のCPチップ画像へ表示器の画面上で左右・上下方向への移動及び直交する3軸方向への回転を与えることで重ね合わせることで画像同士を比較し、そして、第1回目のCPチップ画像内のマーキング位置に相当する点をMR画像内で探索することで今回の位置決めのコントロールポイントが抽出できる。もちろん、以上の今回の位置決めのコントロールポイントの抽出手順をコンピュータを利用した自動計算で行うことが望ましいが、操作者が手動で確認しながら行うことも可能である。(ステップ202)

【0052】抽出された今回のコントロールポイントの座標を計算により求め(ステップ203)、それらを第1回目のコントロールポイントの座標と比較計算することにより、今回の治療時における寝台2のベッド22上の患者の基準位置に対する位置のずれ(体位の変化をも含むこともありうる)が求められる。この座標比較の計算はX、Y、Zの3軸方向へ対して行う。前記位置ずれがX、Y、Zの3軸方向に対して求められたら、その位置ずれ量を第1回目の治療時における患部の中心座標へ加減算演算による補正をして、寝台の基準位置に対する放射線治療対象部位、すなわち患部の中心位置を求める。(ステップ204)

【0053】そして、求められた患部の中心位置を放射線治療装置のアイソセンタ15へ移動制御する。(ステップ205)患部の中心位置が放射線治療装置のアイソセンタ15へ一致したら2回目の治療を実行する。(ステップ206)

【0054】なお、前記MR画像とCPチップ画像との比較には、患部の比較をも併せて行い、前回の治療前の患部と今回のMR画像における患部とで患部の形状・大きさに所定値以上の変化、すなわち治療効果により患部が変化していた場合には、治療計画を再度練り直すものとする。(ステップ301)

【0055】この治療計画を再度決める場合にも前記各種画像データ及びCTコントロールポイント、MRコントロールポイント、CTチップファイル、CPチップファイル、さらには各点の座標データを保管しておけば、患部の形状抽出に加え、患部の中心座標データを変更することで、再計画を完了することができる。(ステップ302)

【0056】以上本発明を図面に基いて説明したが、本発明は上記実施の形態に限定されるものではなく、要旨を逸脱しない範囲で変形することが可能である。例えば、X線CT装置及びMRI装置の3次元画像を用いて、患部の形状、患部の中心、コントロールポイントの

抽出を行う実施の形態に代え、それらの抽出を手数が掛かるが2次元画像(スライス像)を用いて行うことも可能である。

【0057】また、第2回目以降のMR画像内のコントロールポイントの抽出は前記実施の形態の説明では第1回目のX線CTの画像とのパターンマッチングにより行う例を説明したが、第1回目のMR画像とのパターンマッチングにより抽出することも可能である。

【0058】

【発明の効果】以上述べたように本発明によれば、患部を画像で抽出指定し、そのデータに基づいて患部を放射線治療装置のアイソセンタへ自動的に位置決めすることができるので、位置決めが迅速に、かつ正確に行える。これにより、操作者は治療行為に専念することができ、このため、装置の稼働率が向上するという効果も得られる。

【0059】また、本発明によれば、複数回にわたって行われる放射線治療の2回目以降の位置決めはMR画像を撮影し、そのMR画像のみで位置決めを行うことができるので、従来のように患者が位置決め時にX線被曝を受けることが無くなる。さらに、本発明によれば、1回目の治療時に取得した画像データとそれに続く治療時に取得した画像データとから患部の位置決めを機械的に行えるため、位置決めが容易にかつ迅速に行うことができる。

【0060】また、前記画像データの他に前記コントロールポイントを記憶しておくことにより、治療が進行して治療計画をやり直すことが必要になった場合に、コントロールポイントを位置決めの基準として用いることができるので、治療計画も容易となる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の第1の形態の放射線治療システムの位置決めに関する部分の構成図である。

【図2】本発明の位置決めフローチャート図である。

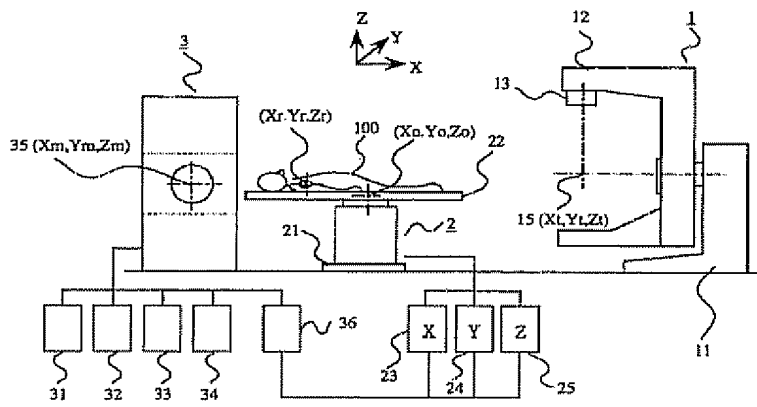
【図3】本発明の第3の形態の放射線治療システムの位置決めに関する部分の構成図である。

【図4】本発明の実施の形態における患部とチップ画像とコントロールポイントの関係を表わす図である。

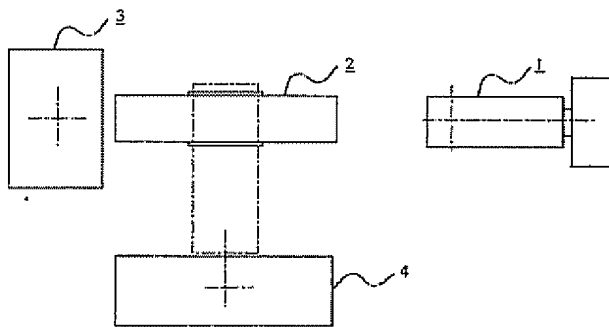
【符号の説明】

- 1 放射線治療装置のガントリー
- 2 寝台
- 22 ベッド
- 3 MRI装置のガントリー
- 36 制御ユニット
- 4 X線CT装置のガントリー
- 100 患者

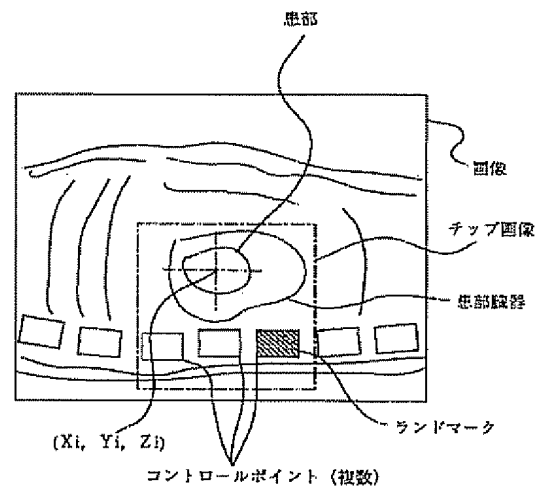
【図 1】



【図 3】



【図 4】



【図2】

